



# 輻射防護屏蔽計算

Ivan Hsieh  
HealthCare  
2016/10/22

# 自我介紹

中文姓名：謝國煜

英文姓名：Ivan Hsieh

學歷：陽明大學醫學工程研究所(87年畢)

現職：台灣飛利浦北區客服部經理

經歷：輔仁大學物理系助教

奇異亞洲醫療設備股份有限公司

-MRI技術部主任兼輻射防護師

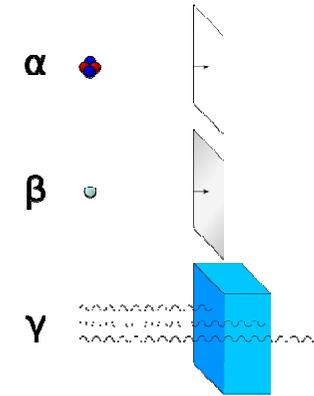
證照：輻防師字第00687號

信箱：Ivan.Hsieh@Philips.com



# 輻射簡單回顧

# 輻射”種類”



- 粒子型游離輻射

(A)帶電粒子 ( $\alpha$  ,  $\beta$ ) : 能使物質的原子游離。  $\alpha$  使原子游離的本領遠

較  $\beta$  為大，但穿透力卻比  $\beta$  小的多，一張紙即可把  $\alpha$  擋住。如放射  $\alpha$  的

核種在我們身體外面，當然也穿不過我們皮膚的表皮，所以  $\alpha$  不會構

成體外危害。但如果發射  $\alpha$  的核種侵入人體內，因其所發射的  $\alpha$  射程

短，破壞力強，將造成嚴重局部傷害，所以必須注意  $\alpha$  核種的體內傷

害。  $\beta$  粒子之體內危害雖較輕微，但卻會構成體外皮膚的傷害。

- \*核衰變

(B)不帶電粒子(中子): 不會直接使物質游離。但正因其不帶電，不會受阻於原子電場，故極易進入原子核內與其起核反應。

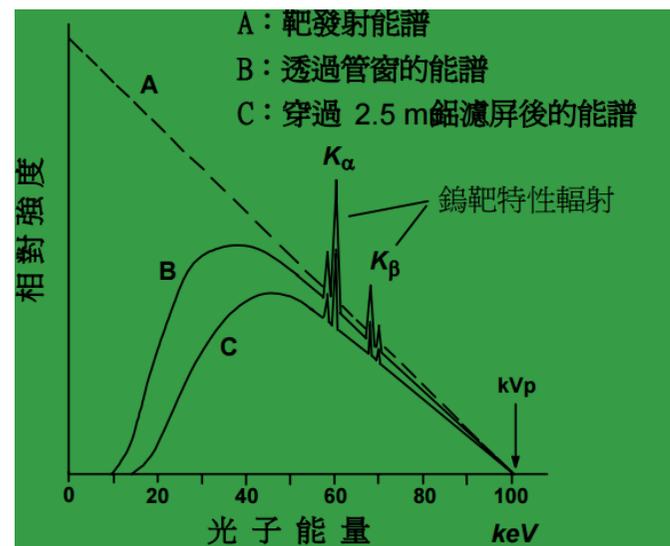
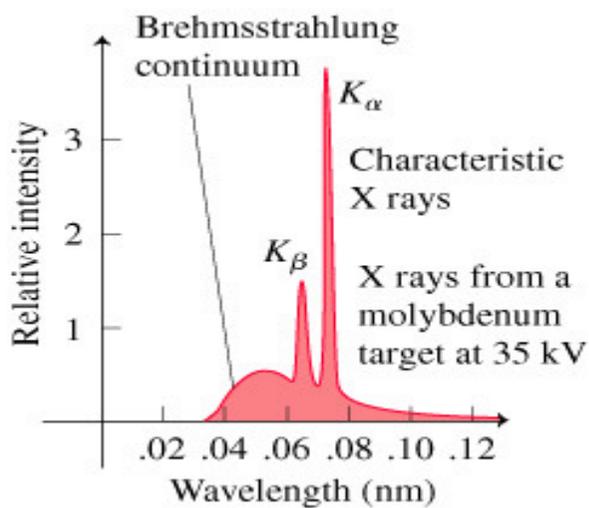
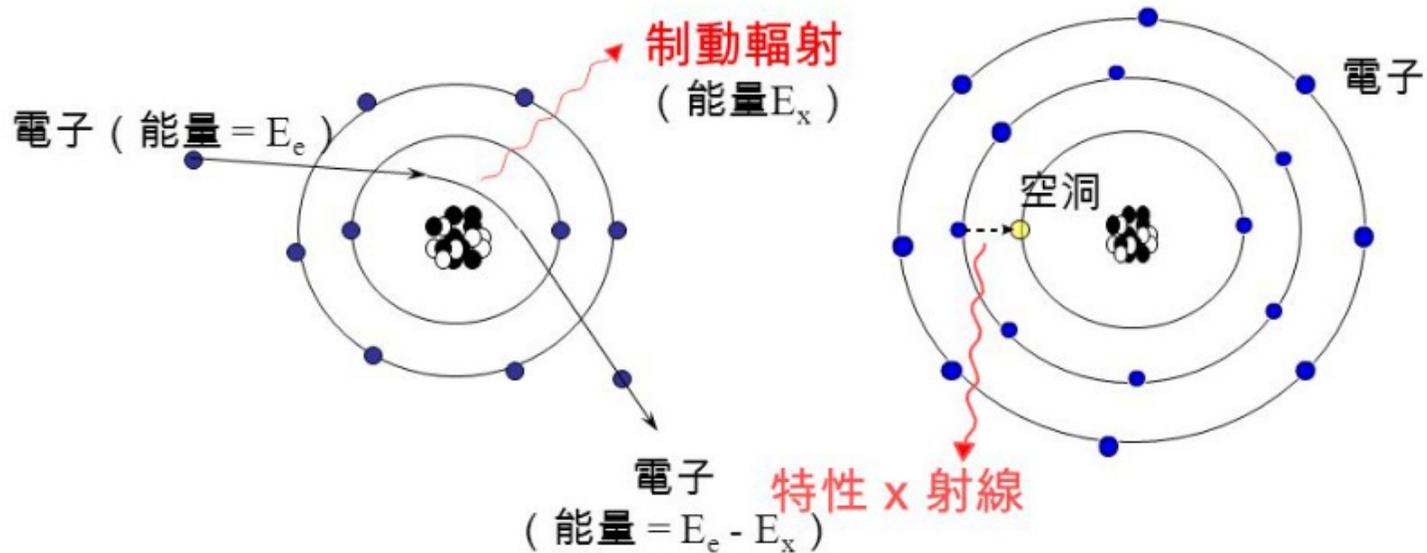
4 • 電磁波型游離輻射

## 游離輻射與”非游離”輻射

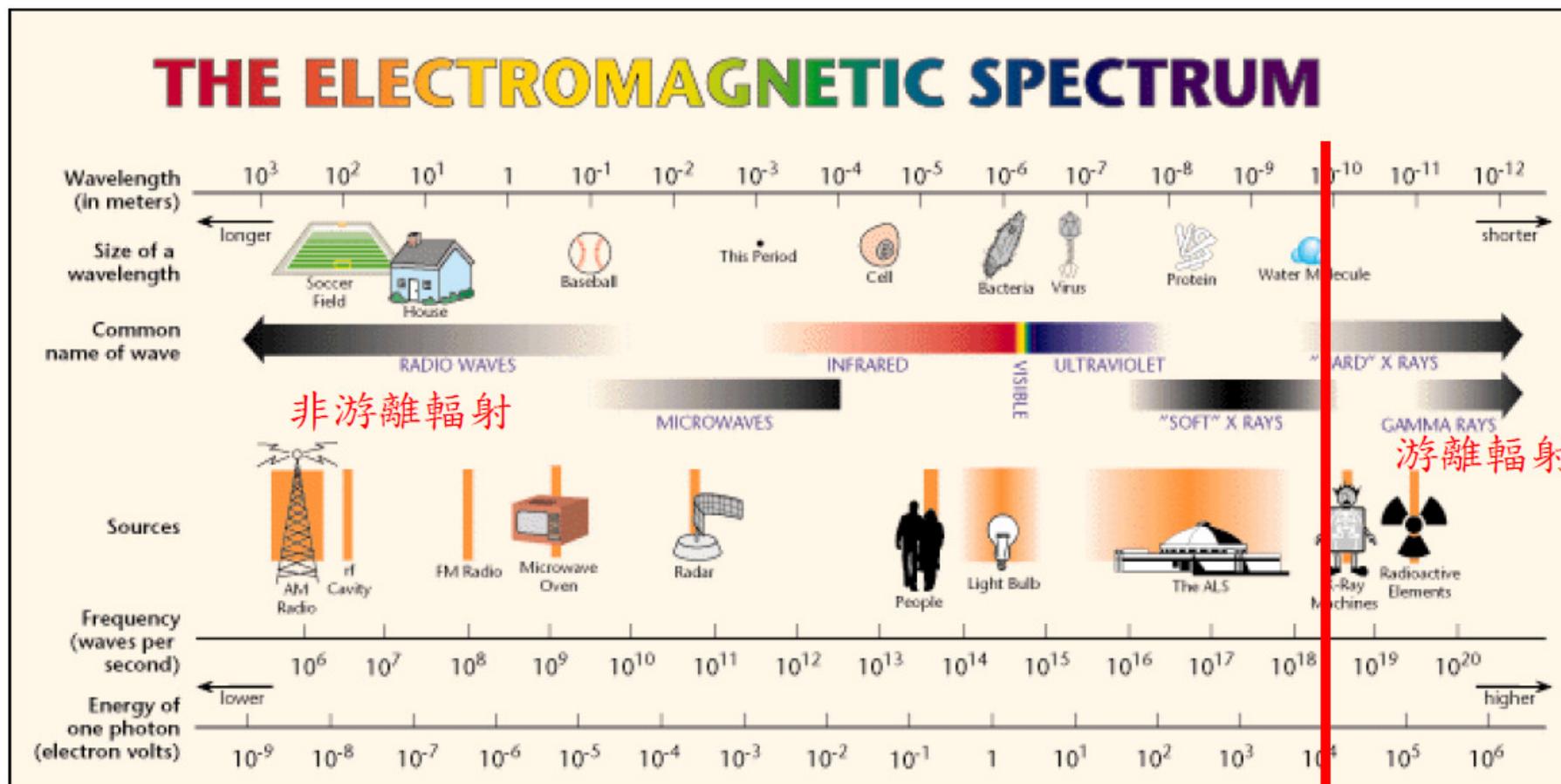
- 游離輻射：當原子中的電子，自輻射獲得的能量，大於原子核對它的束縛能量，電子就會離開原子而射出，使原來呈中性的原子，變為一帶正電（少掉一個電子的原子本身）和一帶負電（射出的電子）的離子對（ion pair），此即稱為游離（ionization）。能造成游離作用的輻射稱為游離輻射（ionizing radiation）。
- 非游離輻射：如電子自輻射所獲得的能量，不足以使電子離開原子核的束縛，此即為非游離輻射。

\*一般物質產生游離的能量大概是  $10 \text{ keV}$

# X光能譜



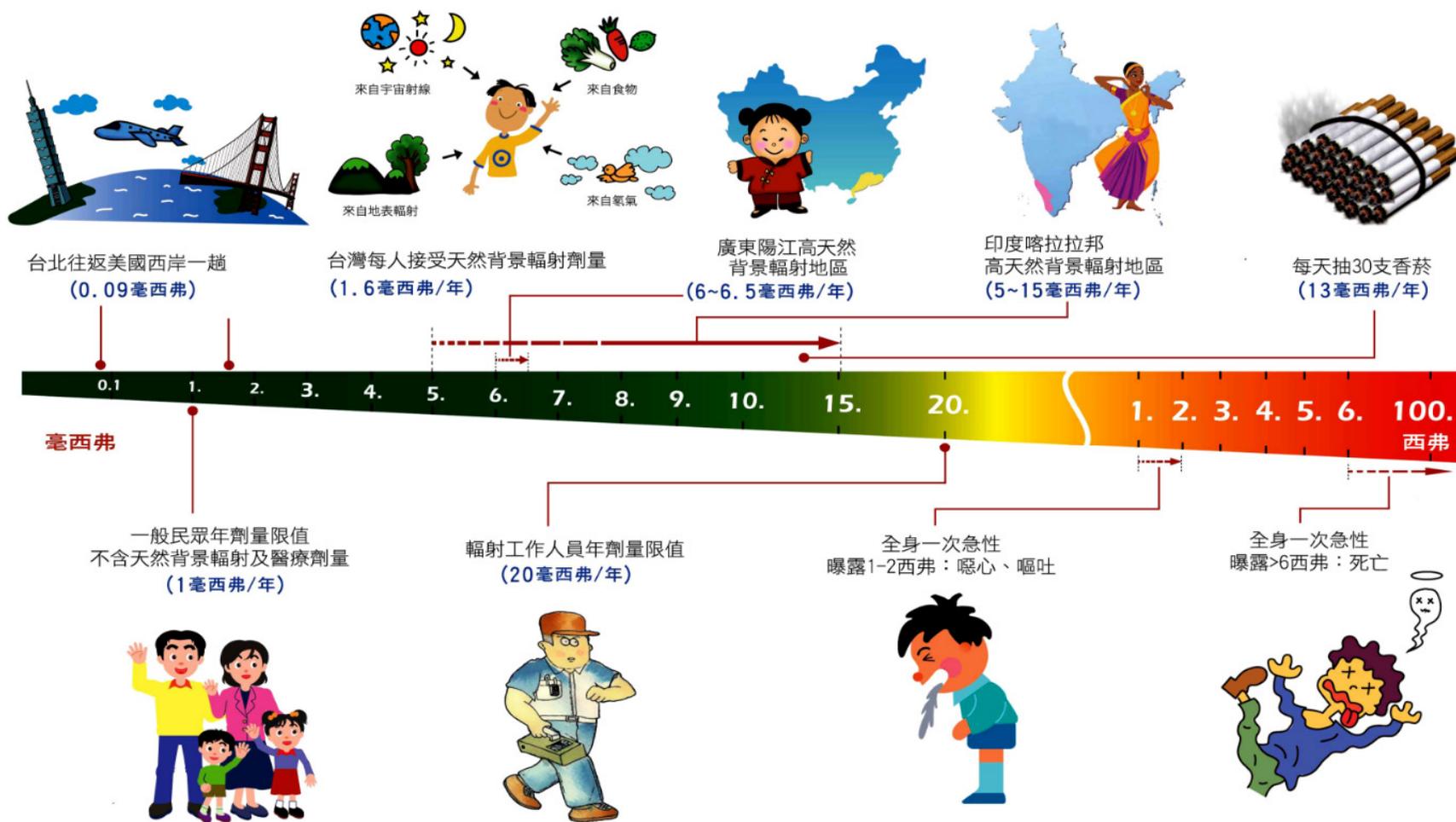
# 電磁波型游離輻射



國家通訊委員會/環保署/標準檢驗局

原委會

# 一般游離輻射劑量比較圖

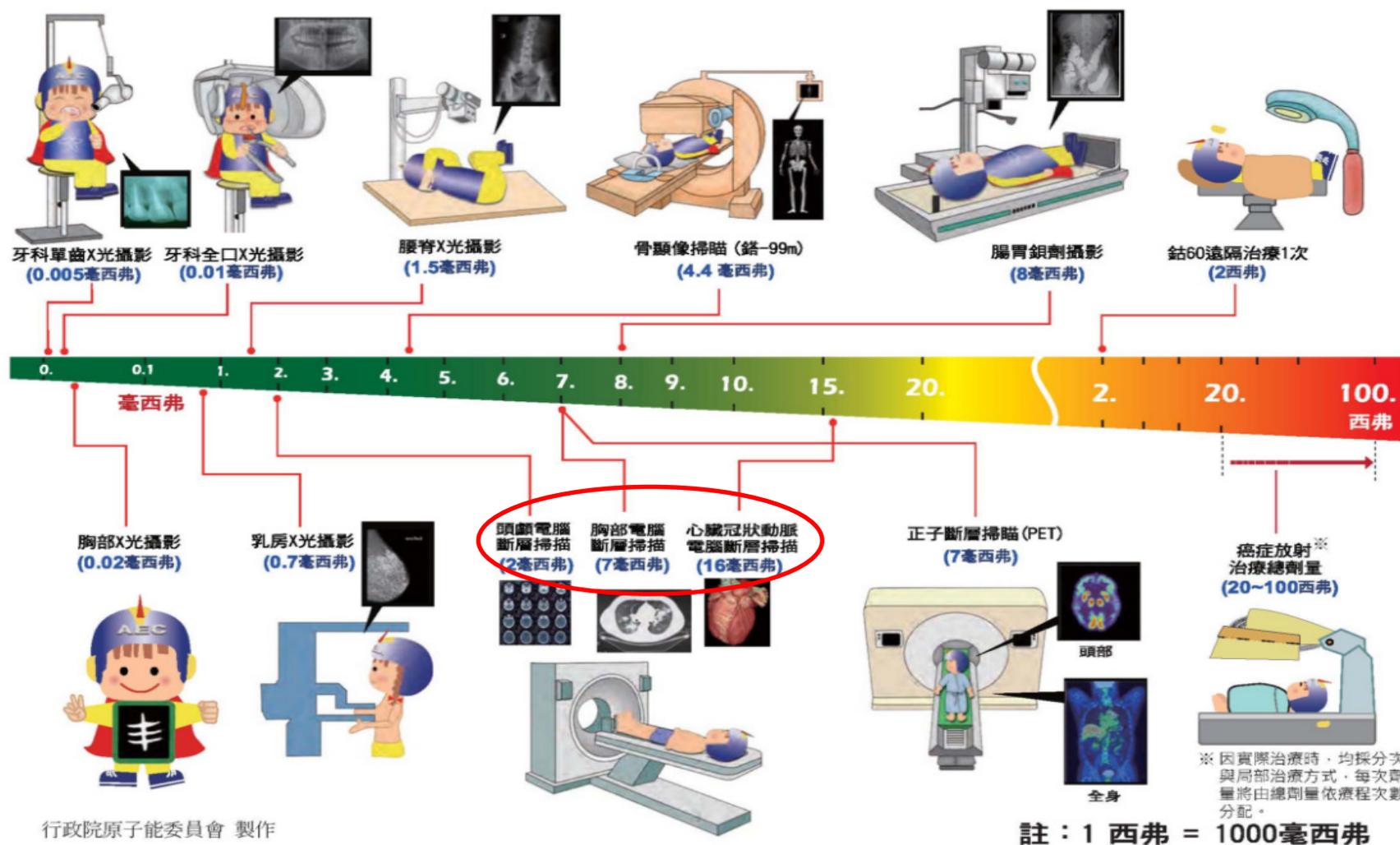


# 醫療游離輻射劑量比較圖

頭--1.5 mSv

胸-- On Low Dose Screen—1mSv

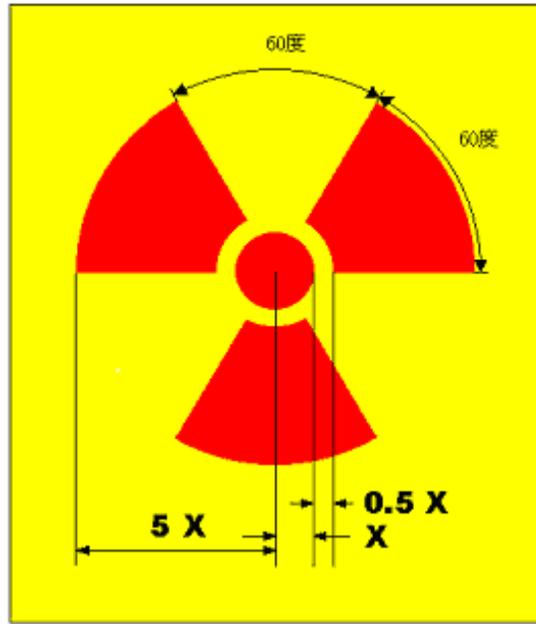
心臟-- Prospective—1~2mSv , Retrospective—2.5~5 mSv



行政院原子能委員會 製作

# 輻射警示標示

- 游離輻射防護安全標準



第 5 條  
輻射示警標誌如下圖所示，圖底為黃色，三葉形為紫紅色，圖內R為內圈半徑。  
輻射示警標誌以蝕刻、壓印等特殊方式製作時，其底色及三葉形符號之顏色得不受前項規定之限制。輻射示警標誌得視需要於標誌上或其附近醒目位置提供適當之示警內容

IAEA 2007



<https://www.iaea.org/newscenter/news/new-symbol-launched-warn-public-about-radiation-dangers-0>

# 我們在防護什麼

## →可發生游離輻射設備與放射性物質

- 可發生游離輻射設備：指核子反應器(原子爐)設施以外，用電磁場、原子核反應等方法，產生游離輻射之設備。  
如：X光機屬於可發生游離輻射設備
- 放射性物質：指可經由自發性核變化釋出游離輻射之物質。  
如： $^{63}\text{Ni}$ 、 $^{60}\text{Co}$ 、 $^{137}\text{Cs}$ 、 $^{192}\text{Ir}$ 、 $^{241}\text{Am}$ 屬於放射性物質

# 醫用/非醫用可發生游離輻射設備及放射性物質

- 用於人就是醫用。
- 櫃型X光機/獸醫X光機屬於非醫用可發生游離輻射設備。



# 輻射劑量的種類

## → 游離輻射防護安全標準第二條



劑量：指物質吸收之輻射能量或其當量。

(一) 吸收劑量：指單位質量物質吸收輻射之平均能量，其單位為戈雷，一千克質量物質吸收一焦耳能量為一戈雷。

(二) **等效劑量**：指人體組織或器官之吸收劑量與**射質因數**之乘積，其單位為西弗，射質因數依附表一之一（一）規定。

(三) 個人等效劑量：指人體表面定點下適當深度處軟組織體外曝露之等效劑量。對於強穿輻射，為十毫米深度處軟組織；

對於弱穿輻射，為○·○七毫米深度處軟組織；眼球水晶體之曝露，為三毫米深度處軟組織，其單位為西弗。

(四) 器官劑量：指單位質量之組織或器官吸收輻射之平均能量，其單位為戈雷。

(五) **等價劑量**：指器官劑量與對應**輻射加權因數**乘積之和，其單位為西弗，輻射加權因數依附表一之一（二）規定。

(六) 約定等價劑量：指組織或器官攝入放射性核種後，經過一段時間所累積之等價劑量，其單位為西弗。一段時間為自放射性核種攝入之日起算，對十七歲以上者以五十年計算；對未滿十七歲者計算至七十歲。

(七) **有效劑量**：指人體中受曝露之各組織或器官之**等價劑量**與各該組織或器官之**組織加權因數**乘積之和，其單位為西弗，組織加權因數依附表一之二規定。

(八) 約定有效劑量：指各組織或器官之約定等價劑量與組織加權因數乘積之和，其單位為西弗。

(九) 集體有效劑量：指特定群體曝露於某輻射源，所受有效劑量之總和，亦即為該特定輻射源曝露之人數與該受曝露群組平均有效劑量之乘積，其單位為人西弗。

# 射質因數

## (一) 射質因數

射質因數  $Q(L)$  為以國際放射防護委員會在第六十號報告中規定之水中非限定線性能量轉移  $L$  表示之。

表一中各類輻射加權因數中未包括之輻射類型或能量，可以取人體組織等效球中 10 毫米深處之  $\bar{Q}$  值作為  $W_R$  值，其公式如下：

$$\bar{Q} = \frac{1}{D} \int_0^{\infty} Q(L) D(L) dL \quad \dots\dots\dots (1.1)$$

(1.1) 式中  $D$  為吸收劑量， $D(L)$  為  $D$  對於  $L$  中之分布。

$$Q(L) = \begin{cases} 1 & (L \leq 10) \\ 0.32L - 2.2 & (10 < L \leq 100) \\ 300/\sqrt{L} & (L \geq 100) \end{cases} \quad \dots\dots\dots (1.2)$$

(1.1)、(1.2) 式中  $L$  之單位為千電子伏／微米 ( $\text{keV} \cdot \mu\text{m}^{-1}$ )

# 輻射加權因數

表一 各類輻射加權因數<sup>(1)</sup>

輻射種類與能量區間 <sup>(2)</sup>	輻射加權因數 $W_R$
所有能量之光子	1
所有能量之電子及 $\mu$ 介子 <sup>(3)</sup>	1
中子 <sup>(4)</sup> 能量 < 10 千電子伏(keV)	5
10 千電子伏(keV)–100 千電子伏(keV)	10
>100 千電子伏(keV)–2 百萬電子伏(MeV)	20
>2 百萬電子伏(MeV)–20 百萬電子伏(MeV)	10
>20 百萬電子伏(MeV)	5
質子(回跳質子除外) 能量 > 2 百萬電子伏(MeV)	5
$\alpha$ 粒子, 分裂碎片, 重核	20

# 組織加權因數

表二 組織加權因數(1)

組織或器官	組織加權因數 $W_T$	組織或器官	組織加權因數 $W_T$
性腺	0.20	肝	0.05
紅骨髓	0.12	食道	0.05
結腸	0.12	甲狀腺	0.05
肺	0.12	皮膚	0.01
胃	0.12	骨表面	0.01
膀胱	0.05	其餘組織或器官	0.05 <sup>(2)(3)</sup>
乳腺	0.05		

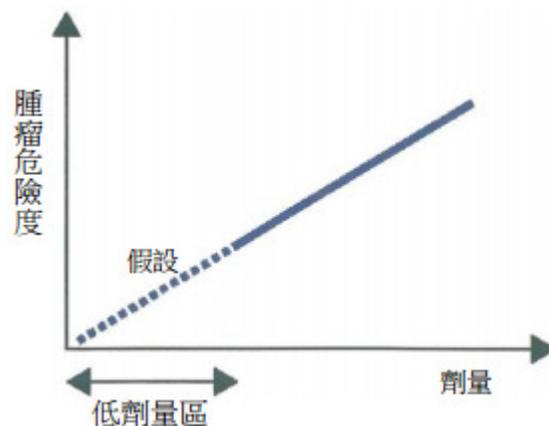
# 法律對於輻射的劑量規定與保護

- 游離輻射防護安全標準第 7 條  
輻射工作人員職業曝露之劑量限度，依下列規定：
  - 一、每連續五年週期之有效劑量不得超過一百毫西弗，且任何單一年內之有效劑量不得超過五十毫西弗。
  - 二、眼球水晶體之等價劑量於一年內不得超過一百五十毫西弗。
  - 三、皮膚或四肢之等價劑量於一年內不得超過五百毫西弗。前項第一款五年週期，自民國九十二年一月一日起算。
- 游離輻射防護安全標準第 12 條  
輻射作業造成一般人之年劑量限度，依下列規定：
  - 一、有效劑量不得超過一毫西弗。
  - 二、眼球水晶體之等價劑量不得超過十五毫西弗。
  - 三、皮膚之等價劑量不得超過五十毫西弗。

# 輻射之健康效應

- (一) 確定效應：指導致組織或器官之功能損傷而造成之效應，其嚴重程度與劑量大小成比例增加，此種效應可能有劑量低限值。
- (二) 機率效應：指致癌效應及遺傳效應，其發生之機率與劑量大小成正比，而與嚴重程度無關，此種效應之發生無劑量低限值(LNT假說)。

\*\*LNT線性無低限假說(Linear Non-Threshold hypothesis) 採用無「低限值」的線性假說，認為不管多低的放射線也與劑量成比例而提升其危險度(risk)。\*\*



# 輻射激效效應(Hormesis)

<http://www.aec.gov.tw/newsdetail/news/459.html>

輻防簡訊89期-LNT

- Luckey 於1982年發表。他認為少量的輻射，反而對人體有益的效果。

The screenshot shows the homepage of the Atomic Energy Council (AEC) website. At the top, there is a navigation bar with links for 'Home', 'Website', 'Feedback', 'RSS', 'E-mail', and 'Action Board'. Below this is a search bar and social media icons for Facebook, YouTube, and Flickr. The main content area features a news announcement titled '低劑量輻射效應研討會開啟國內輻射防護觀念新視野' (Low-dose radiation effects symposium opens new horizons for domestic radiation protection concepts). The announcement text discusses a symposium held at National Yang Ming University on May 29, 2006, focusing on the hormesis effect of low-dose radiation. It mentions that the symposium was organized by the National Yang Ming University, the Chinese Nuclear Radiation Protection Association, and the AEC. The text also notes that the symposium was attended by 150 participants from various organizations and that several papers were presented, including those on epidemiological studies, animal experiments, and molecular biology research. The announcement concludes by stating that the symposium provided a platform for experts to discuss the hormesis effect and its implications for radiation protection.

## 輻射防護簡訊 89

中華民國97年2月1日

■ 出版單位：財團法人中華民國輻射防護協會  
■ 地址：新竹市光復路二段295號15樓之1 ■ 電話：(03)5722224 電傳：(03)5722521  
■ 編輯委員：王昭平、尹學禮、何偉、李四海、施建樑、翁寶山、張寶樹、董傳中、趙君行、蘇獻章（依筆劃順序）  
■ 發行人：翁寶山 ■ 主編：劉代欽 ■ 編輯：李李華  
■ 印刷所：大洋實業社 地址：新竹市建功一路95號  
行政院新聞局出版事業登記證局版北市誌字第柒伍零號

### □輻防消息報導

▲ LNT 假設發現缺陷——日本電力中央研究所的研究成果——  
(台機社季刊總編輯 劉振乾)

#### 1、LNT 假設發現缺陷

日本電力中央研究所(以下簡稱電中研)從 1988 年開始有關低劑量放射線的研究，歷經近 20 年的努力，收到豐碩的成果。在 2007 年 6 月發表成果指出：過去約 30 年來已成為定論的「LNT 假設」具有缺陷。

線性無限假說(linear non-threshold hypothesis, 以下簡稱 LNT 假設)如圖 1 所示，採用無「低限值」的線性假說，認為不管多低的放射線也與劑量成比例而提升其危險度(risk)。

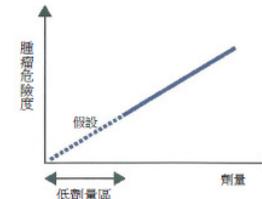


圖 1 線性無限假說

如今被世界各國奉為圭臬的「LNT 假設」乃形成輻射防護基準的基礎，但被證明其有缺陷。

此假設為突然變異的發生率與放射線的曝露量成比例的想法，乃基於使用果蠅(學名 *drosophila melanogaster*) 的精子作實驗得來的結果。

# 體外/體內輻射防護原則

- 體外輻射防護三原則→T, S, D, (D)

- (1)時間(time): 曝露時間儘可能縮短,

- (2)屏蔽(shield): 用屏蔽物質阻擋輻射,

- (3)距離(distance): 儘量遠離射源。

- \* (4)蛻變(Decay): 如時間允許等輻射強度自然衰變減弱後再進行工作。

- 體內輻射防護三原則→ D, D, D

- (1)稀釋(dilute): 稀釋係指對受放射性物質污染的水或空氣, 藉由大量的非污染的水或空氣, 將其所含放射性物質濃度稀釋至可接受的程度

- (2)分散(disperse): 分散的目的與方法和稀釋相同, 主要藉由**擴散作用**, 將放射性污染物分散。

- (3)除污(decontaminate): 除污係指將附著在人體或物件上的放射性污染物, 藉由物理或化學方法去除或減少。

# 作業場所輻射安全規定

類別		登記類	許可證
項目			
公稱電壓		< 150 kV	$\geq 150$ kV < 30 MV
粒子能量		< 150 keV	$\geq 150$ keV < 30 MeV
劑量率	管制區外	< 0.5 $\mu$ Sv/hr	< 0.5 $\mu$ Sv/hr
	管制區內	< 5 $\mu$ Sv/hr (表面 5 cm)	< 10 $\mu$ Sv/hr 操作位置
其他		主管機關指定	主管機關指定

# 0.5 $\mu$ Sv/hr 怎麼算出來的

- 一般人之年劑量限度為  $\leq 1\text{mSv/y}$ 。
- 一年工作時數為 2000hr。(1天8小時,250天)
- $1\text{mSv}/2000\text{hr} = 0.5 \mu\text{Sv/hr}$ 。(非管制區)
- $20\text{mSv}/2000\text{hr} = 10 \mu\text{Sv/hr}$ 。(管制區)
- 管制區外  $\leq 0.5 \mu\text{Sv/hr}$ 。

表八 台灣地區天然輻射劑量統計

來源	年有效劑量(毫西弗)		差異	世界高輻射區 (毫西弗)
	台灣	全球平均		
宇宙射線	0.25	0.38	-34%	2.0
宇宙射線產生核種	0.01	0.01	—	0.01
地表體外曝露	0.64	0.46	+39%	4.3
地表體內核種曝露	0.28	0.23	+22%	0.6
吸入氡 222	0.36	1.20	-70%	10
吸入氡 220	0.07	0.07	—	0.1
攝入氡 222	0.005	0.005	—	
合計	1.62	2.4	-30%	—

<http://psroc.phys.ntu.edu.tw/bimonth/download.php?d=1&cpid=51&did=9>

# 輻防安全測試項目

## 醫用游離輻射設備



# 輻射安全測試報告-2



## 四、設備基本資料：

設置地點：本館 B1 放射線科 電腦斷層攝影室

是否跨科共用：是；否（與放射診斷科、核子醫學科、放射治療科共用）

名稱	廠牌	型號	序號	備註
X 光 機	PHILIPS	BRILLIANCE CT	95117	105年02月01日換
X 光 管 ( 1 個)	PHILIPS	MRC 800	141762	01d:SN133700
最大管電壓 <u>140</u> kVp 最大管電流 <u>500</u> mA 最長時間 <u>1.5</u> 秒				

## 五、測試項目：(合格項目請打「V」、免驗項目劃☐)

一	<input checked="" type="checkbox"/> 1. 備有本設備之操作手冊。
般	<input checked="" type="checkbox"/> 2. 備有適當之鉛防護圍裙。
規	<input checked="" type="checkbox"/> 3. 門扉上裝有與 X 光機連動之安全連鎖裝置。
定	<input checked="" type="checkbox"/> 4. 門扉上裝有標準之輻射示警標誌，並有 X 光室或輻射管制區等警語。
	<input checked="" type="checkbox"/> 5. X 光室外門上裝有輻射警示燈，並與輻射連動。 (若電腦斷層掃描儀之原廠設計輻射警示燈無法與輻射連動，則輻射警示燈應與安全連鎖連動。)
	<input checked="" type="checkbox"/> 6. 備有自動終止掃描裝置，在掃描時間超出預設值百分之十前能自動終止掃描，且掃描中斷後必須經人為重新設定掃描條件後，始能重新啟動。
	<input checked="" type="checkbox"/> 7. 有用射柱全部永久過濾片不小於 2.5 mm Al。 (加鋁套筒/未加鋁套筒之比值： 0.4 / 0.6 )
	<input type="checkbox"/> 8. 操作人員與患者之距離不得少於 180 公分。(非電腦斷層掃描儀 (移動型) 者免驗)

# 輻射安全測試報告-3

1(R)倫琴 =  $2.58 \times 10^{-4}$  庫侖/仟克空氣

1 C ~ 33.85 J

1 R  $\equiv$  8.73 mGy 在空氣

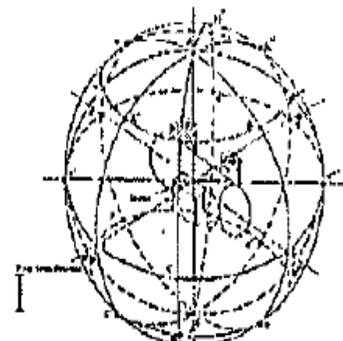
1 R  $\doteq$  10 mSv 在人體

醫療品保相關	<p>電腦斷層掃描儀 (biopsy) 免填寫以下項目。</p> <p><input checked="" type="checkbox"/> 1. 電腦斷層掃描儀醫療曝露品保人員人數及資格符合法規規定，且與原能會核定醫療曝露品保組織一致。</p> <p><input checked="" type="checkbox"/> 2. 各項醫療曝露品保測試結果均符合法規規定。 (請檢附本設備完整年度及非年度品保測試紀錄，測試設備需於有效校正期限內。如本次工程不影響醫療曝露品保作業，則免執行醫療曝露品保測試。)</p> <p><input checked="" type="checkbox"/> 3. 各項醫療曝露品保測試紀錄應保存3年。</p>
--------	--

## 六、X光管之輻射偵測：

請註明測量點及距靶一公尺處最高滲漏輻射空氣克馬值：「小於 0.87mGy/h (0.87mSv/h)」

距靶 1 公尺處 I 測值 320  $\mu$ Sv/h

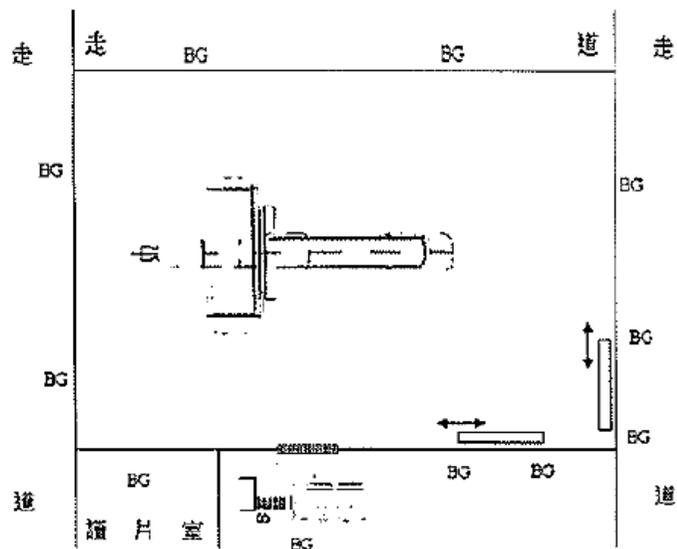


# 輻射安全測試報告-4

## 七、X光室之輻射偵測：

測定條件 <u>120</u> kVp <u>1</u> sec 400mAs	
<input checked="" type="checkbox"/> 管制區內操作人員或工作人居估位置之劑量率最高不超過 $10 \mu\text{Sv/h}$ 。(≥ $10 \mu\text{Sv/h}$ 者需附符合工作人員年劑量限度說明)。	<input checked="" type="checkbox"/> 管制區外距任何可以接近 X 光室四週障壁外表面 30cm 處之劑量率最高不超過 $0.5 \mu\text{Sv/h}$ 。(>> $0.5 \mu\text{Sv/h}$ 者需附符合一般人年劑量限度說明)。

X光室及周圍環境平面圖(測得之劑量平均值請註明於圖上相關位置)

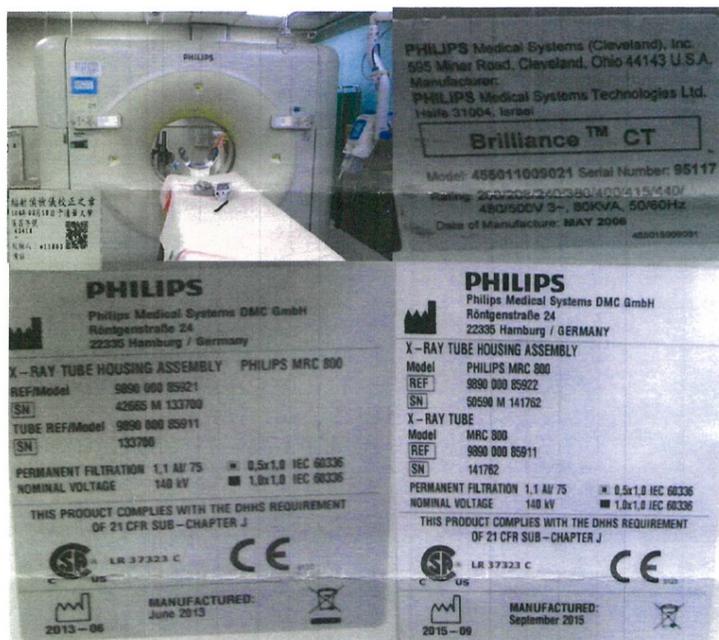


單位:  $\mu\text{Sv/h}$

# 輻射安全測試報告-5

- 1、測量儀器廠牌：ATOMTEX 型號 AT1121 序號 43418。
- 2、測量儀器校正日期 104 年 03 月 19 日。
- 3、背景劑量率：0.1-0.12  $\mu\text{Sv/h}$ 。
- 4、可發生游離輻射設備位於 B1 樓，樓上位置為 大廳 (劑量率：BG  $\mu\text{Sv/h}$ )，樓下位置為 停車場 (劑量率：BG  $\mu\text{Sv/h}$ )。

八、測試時相關照片 (應含設備外觀、廠牌型號序號之銘牌及輻射安全測試使用之設備)



舊 X 光管

新 X 光管



# 法規查詢

- 原委會 <http://erss.aec.gov.tw/law/LawCategoryMain.aspx>
- 馬偕醫院網站 [http://www.mmh.org.tw/taitam/mcrp/mb\\_04.html](http://www.mmh.org.tw/taitam/mcrp/mb_04.html)

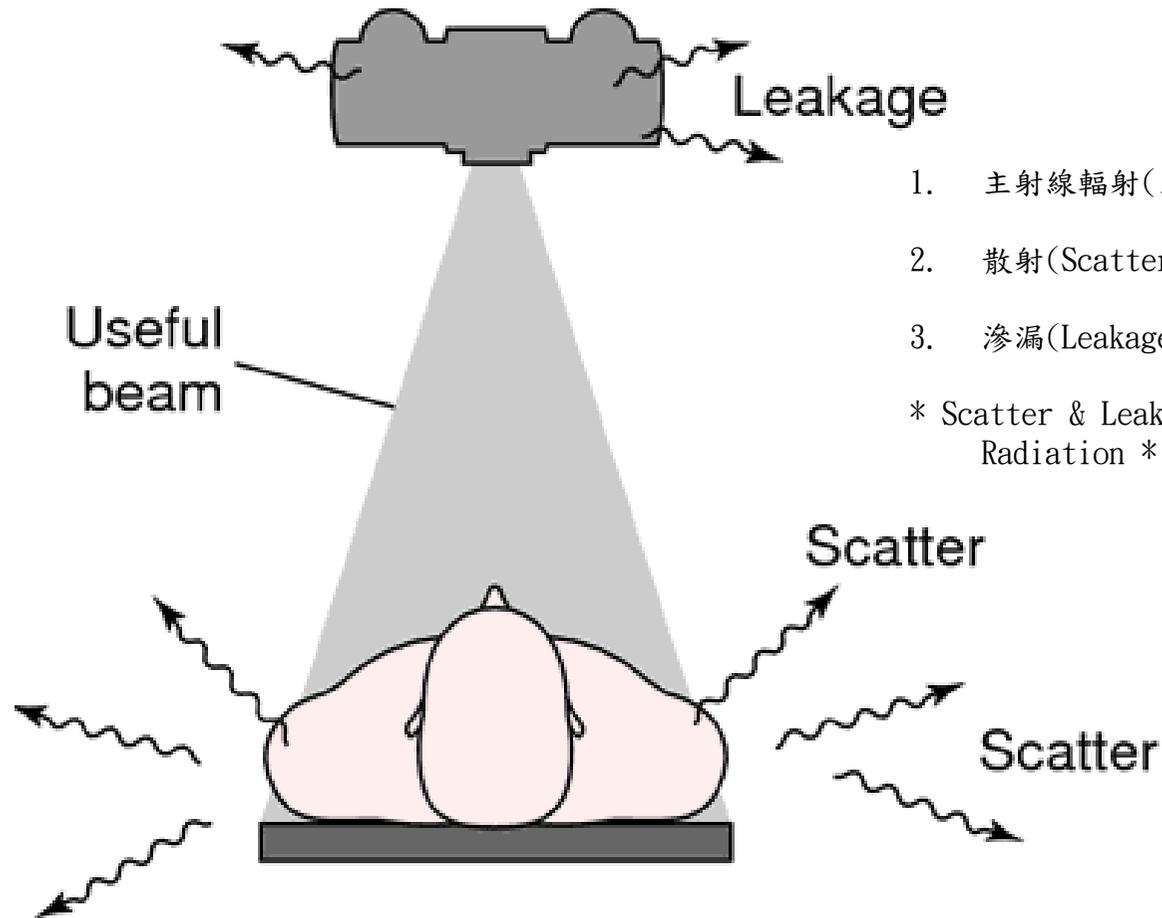
## 醫用

1. 普查醫用放射性物質及可發生游離輻射設備實施要點(現行版 73.01.02)
  2. 醫用可發生游離輻射設備或放射性物質輻射安全審查項目
  3. 醫用放射性物質或可發生游離輻射設備輻射安全檢查項目及其作業規定 
  4. 輻射醫療曝露品質保證計畫撰寫綱要
    - (附件一) 輻射醫療曝露品質保證組織專業人員表
    - (附件二) 醫用直線加速器輻射醫療曝露品質保證作業操作程序書
      - (附件二之一) 醫用直線加速器應實施之校驗項目實施頻次及結果或誤差容許值
      - (附件二之二) 醫用直線加速器品質保證校驗紀錄表
    - (附件三) 含鈾六十放射性物質之遠隔治療機輻射醫療曝露品質保證作業操作程序書
      - (附件三之一) 含鈾六十放射性物質之遠隔治療機應實施之校驗項目實施頻次及結果或誤差容許值
      - (附件三之二) 含鈾六十放射性物質之遠隔治療機校驗紀錄表
    - (附件四) 含放射性物質之遙控後荷式近接治療設備輻射醫療曝露品質保證作業操作程序書
      - (附件四之一) 含放射性物質之遙控後荷式近接治療設備應實施之校驗項目頻次及結果或誤差容許值
      - (附件四之二) 含放射性物質之遙控後荷式近接治療設備校驗紀錄表
    - (附件五) 電腦斷層治療機輻射醫療曝露品質保證作業操作程序書
      - (附件五之一) 電腦斷層治療機應實施之校驗項目頻次及結果或誤差容許值
      - (附件五之二) 電腦斷層治療機品質保證校驗紀錄表
    - (附件六) 電腦刀輻射醫療曝露品質保證作業操作程序書
      - (附件六之一) 電腦刀應實施之校驗項目頻次及結果或誤差容許值
      - (附件六之二) 電腦刀品質保證校驗紀錄表(附件七) 加馬刀輻射醫療曝露品質保證作業操作程序書
        - (附件七之一) 加馬刀應實施之校驗項目頻次及結果或誤差容許值
        - (附件七之二) 加馬刀品質保證校驗紀錄表
    - (附件八) 乳房X光攝影儀輻射醫療曝露品質保證作業操作程序書(傳統式及數位式)
      - (附件八之一) 乳房X光攝影儀應實施之校驗項目頻次及結果或誤差容許值(傳統式及數位式)
      - (附件八之二) 乳房X光攝影儀品質保證校驗紀錄表(傳統式及數位式)
    - (附件九) 診斷用電腦斷層掃描儀輻射醫療曝露品質保證操作程序書
      - (附件九之一) 診斷用電腦斷層掃描儀應實施之校驗項目頻次及結果或誤差容許值
      - (附件九之二) 診斷用電腦斷層掃描儀品質保證校驗紀錄表
    - (附件十) 核醫用電腦斷層掃描儀輻射醫療曝露品質保證操作程序書
      - (附件十之一) 核醫用電腦斷層掃描儀應實施之校驗項目頻次及結果或誤差容許值
      - (附件十之二) 核醫用電腦斷層掃描儀品質保證校驗紀錄表
    - (附件十一) 電腦斷層模擬定位掃描儀輻射醫療曝露品質保證操作程序書
      - (附件十一之一) 電腦斷層模擬定位掃描儀應實施之校驗項目頻次及結果或誤差容許值
      - (附件十一之二) 電腦斷層模擬定位掃描儀品質保證校驗紀錄表
    - (附件十二) X光模擬定位儀應輻射醫療曝露品質保證操作程序書
      - (附件十二之一) X光模擬定位儀應實施之校驗項目頻次及結果或誤差容許值
      - (附件十二之二) X光模擬定位儀品質保證校驗紀錄表
    - (附件十三) 醫療曝露品質保證定期查核表
- 醫用直線加速器年度偵測證明」、「醫用移動型x光機年度偵測證明」、「醫用鈾六十遠隔治療設備年度偵測證明」、「醫用遙控後荷式近接治療設備年度偵測證明」、「醫用治療型X光機偵測證明」、「密封放射性物質偵測證明」及「非密封放射性物質作業場所偵測證明」  
詳細查詢..... [More >>](#)

# 輻射屏蔽注意事項

# 射線屏蔽

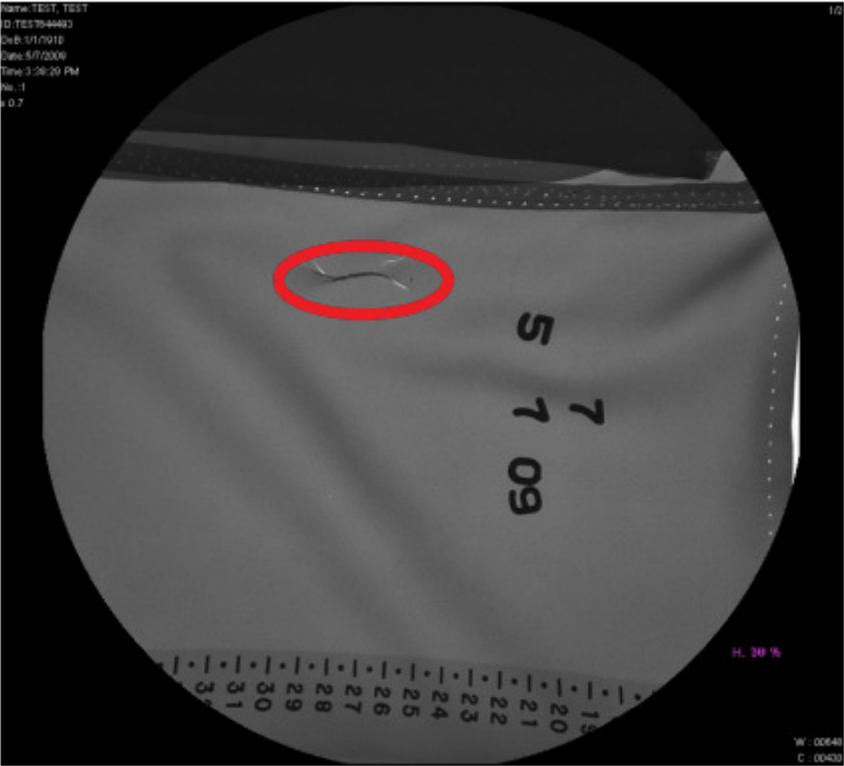
<http://img.tfd.com/mk/r/x2604-R-02.png>



1. 主射線輻射(主屏蔽)
2. 散射(Scatter)輻射(副屏蔽)
3. 滲漏(Leakage)輻射(副屏蔽)

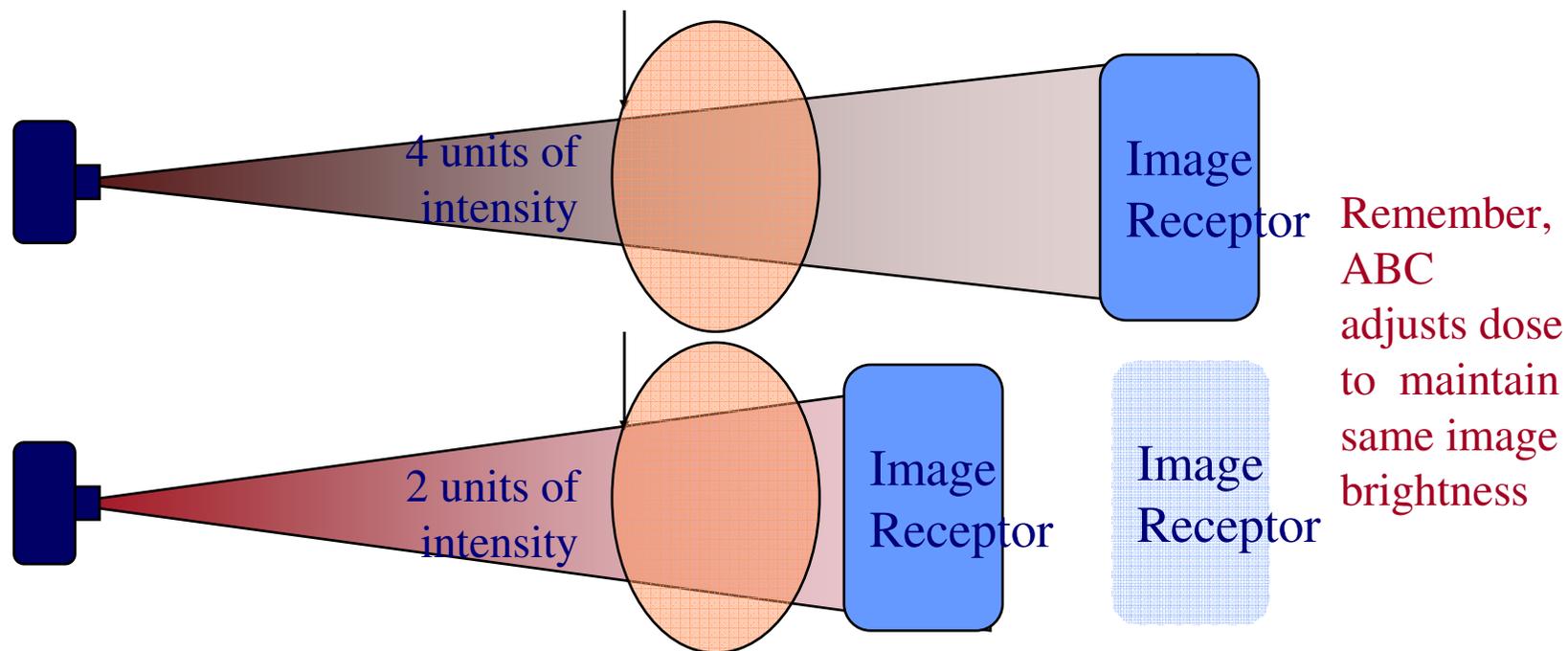
\* Scatter & Leakage 輻射皆屬Stray Radiation \*

# 定期檢查鉛衣

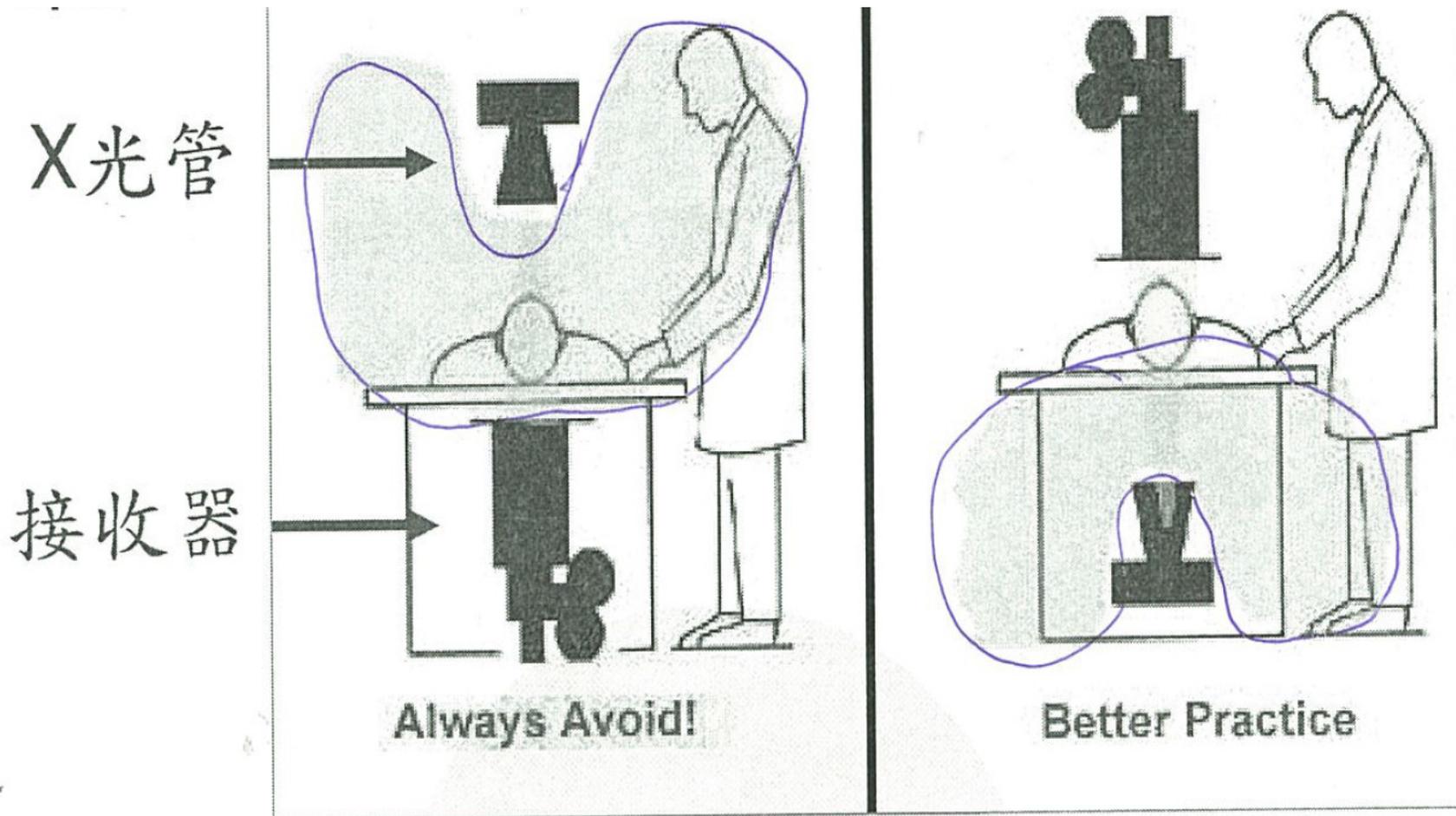


# 影像接收器越接近病患越好

IAEA NCNR-L06A-Radiation-protection 培訓資料



# 管球設計在下方





# 輻射屏蔽計算

# Radiation Shielding Evaluation Reference

NCRP 49   NCRP 116   NCRP 147

<b>Design Goal, <i>P</i></b>		
	Controlled Area	Uncontrolled Area
NCRP-49 1976	50 MGY/Y = 1 MGY/WK	5 MGY/Y = 0.1 MGY/WK
NCRP-147 2004	<i>Fraction</i> ( = <sup>1</sup> / <sub>2</sub> ) of NCRP-116's 10 mGy/y limit for new operations = 5 mGy/y (~matches fetal dose limit) = <b>0.1 mGy/wk</b>	1 mGy/y = <b>0.02 mGy/wk</b>
<i>Effect</i>	<i>Factor of 10 decrease</i>	<i>Factor of 5 decrease</i>

# A comparison between NCRP reports No.49 and 147

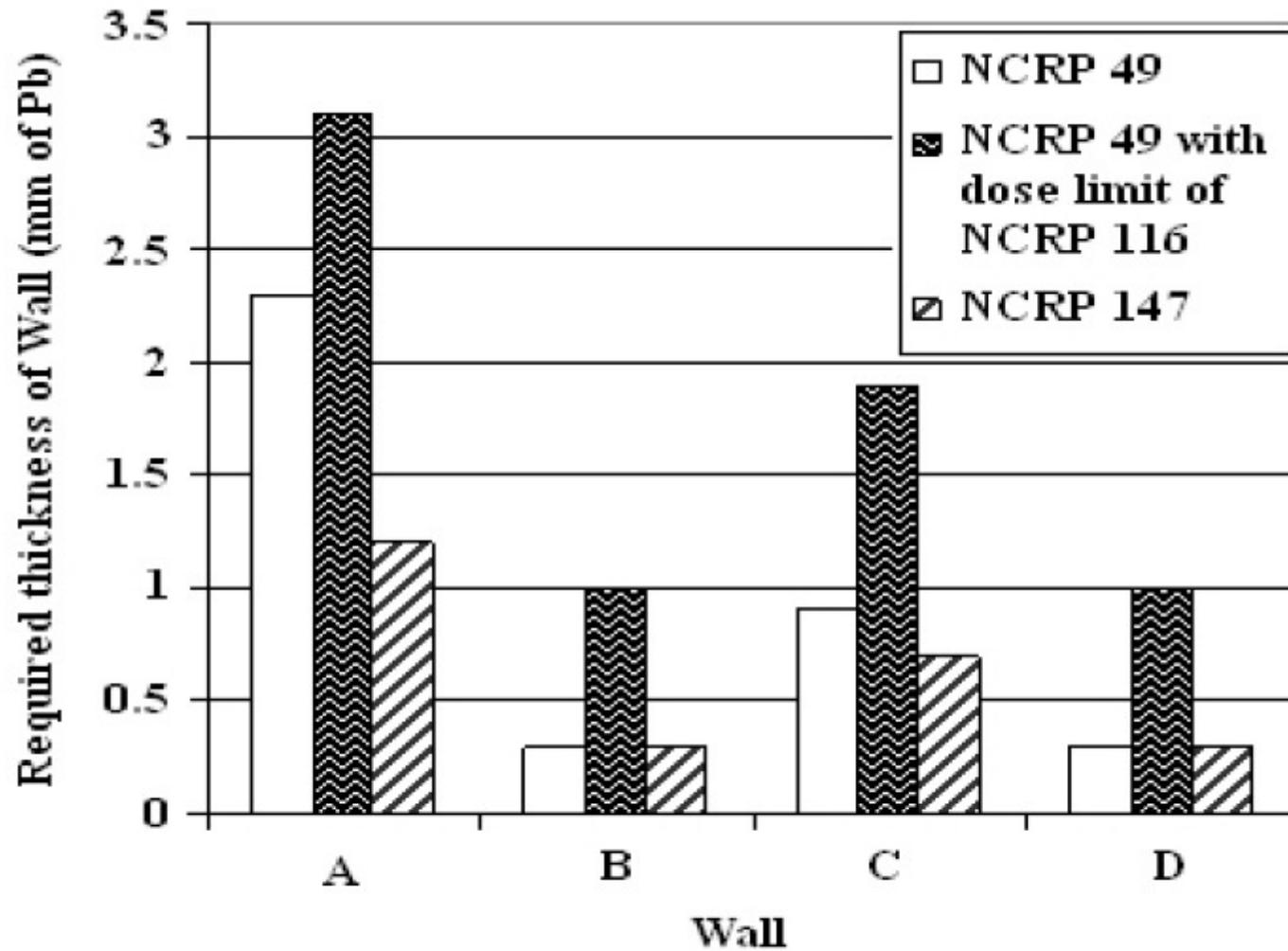
*Iran. J. Radiat. Res., 2009; 6 (4): 183-188*

## Shielding evaluation of a typical radiography department: a comparison between NCRP reports No.49 and 147

**I. Pesianian<sup>1</sup>, A. Mesbahi<sup>2\*</sup>, A. Shafae<sup>1</sup>**

<sup>1</sup>Department of Radiology, Medical School, Tabriz university of Medical Sciences, Tabriz, Iran

<sup>2</sup>Department of Medical Physics, Medical School, Tabriz University of Medical Sciences, Tabriz, Iran



**Figure 3.** The comparison of the required barrier thickness based on three methods used in the current study.

# 名詞定義

- **工作負荷(workload, W)**：每星期操作X 光機的總時間(t)及管電流(I)的乘積，單位為毫安培分(mAm)。
- **使用因數(use factor, U)**：在操作期間X 光射向某一面牆屏蔽的機率。例如，固定式X光機，照射方向的使用因數為U=1。而旋轉式X光機，則按每面牆實際接受X 光的照射時間分率，決定使用因數U。
- **佔用因數(occupancy factor, T)**：在結構屏蔽牆外的場所，被人佔用的時間分率。

---

Full occupancy  
 $T = 1$

**Control space**, wards, workrooms, **darkrooms**, corridors large enough to hold desks, waiting rooms, rest rooms used by occupationally exposed personnel, children's play areas, living quarters, occupied space in adjacent buildings

Partial occupancy  
 $T = 1/4$

**Corridors** too narrow for desks, utility rooms, rest rooms not used routinely by occupationally exposed personnel, elevators run by operators, and uncontrolled parking lots

Occasional occupancy  
 $T = 1/16$

**Stairways**, automatic **elevators**, outside areas used only for pedestrians or vehicular traffic, closets too small for future workrooms, toilets not used routinely by occupationally exposed personnel

# NCRP 49 Formulation

1. 主射線輻射(主屏蔽)
2. 散射(Scatter)輻射(副屏蔽)
3. 滲漏(Leakage)輻射(副屏蔽)

\* Scatter & Leakage 輻射皆屬Stray Radiation \*

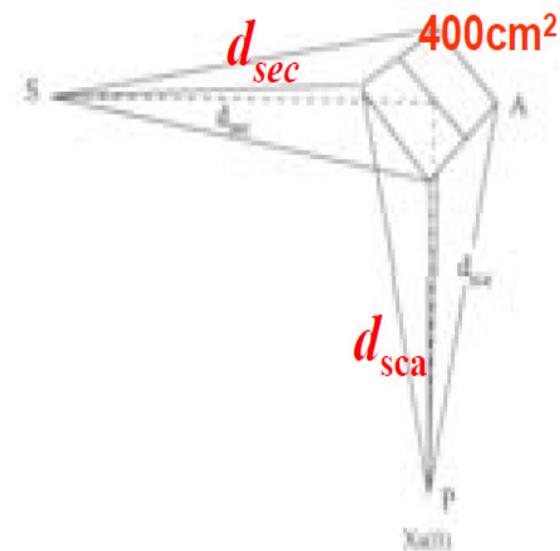
$$\bullet K_{ux} = \frac{Pd^2}{WUT} \quad (W=iT) \quad B = \frac{Pd^2}{WUT} \quad (W=XT)$$

$$\bullet B_{Lx(Lg)} = \frac{1000P(d_{sec})^2}{WT} \quad (\text{For Therapy equipment above 0.5MV W/O target current meter})$$

$$\bullet B_{Lx(Lg)} = \frac{P(d_{sec})^2 (600I)}{WT}$$

$$\bullet B_{Sx} = \frac{P(d_{sca})^2 (d_{sec})^2 \cdot 400}{a WTF}$$

射源	散 射 角 (自中央射線)					
	30	45	60	90	120	135
X 射線 <sup>a</sup>						
50 kV <sup>b</sup>	0.0005	0.0002	0.00025	0.00035	0.0008	0.0010
70 kV <sup>b</sup>	0.00065	0.00035	0.00035	0.0005	0.0010	0.0013
100 kV <sup>b</sup>	0.0015	0.0012	0.0012	0.0013	0.0020	0.0022
125 kV <sup>b</sup>	0.0018	0.0015	0.0015	0.0015	0.0023	0.0025
150 kV <sup>b</sup>	0.0020	0.0016	0.0016	0.0016	0.0024	0.0026
200 kV <sup>b</sup>	0.0024	0.0020	0.0019	0.0019	0.0027	0.0028
250 kV <sup>b</sup>	0.0025	0.0021	0.0019	0.0019	0.0027	0.0028
300 kV <sup>b</sup>	0.0026	0.0022	0.0020	0.0019	0.0026	0.0028
4 MV <sup>c</sup>	—	0.0027	—	—	—	—
6 MV <sup>d</sup>	0.007	0.0018	0.0011	0.0006	—	0.0004
加馬射線						
<sup>137</sup> Cs <sup>e</sup>	0.0065	0.0050	0.0041	0.0028	—	0.0019
<sup>60</sup> Co <sup>f</sup>	0.0060	0.0036	0.0023	0.0009	—	0.0006

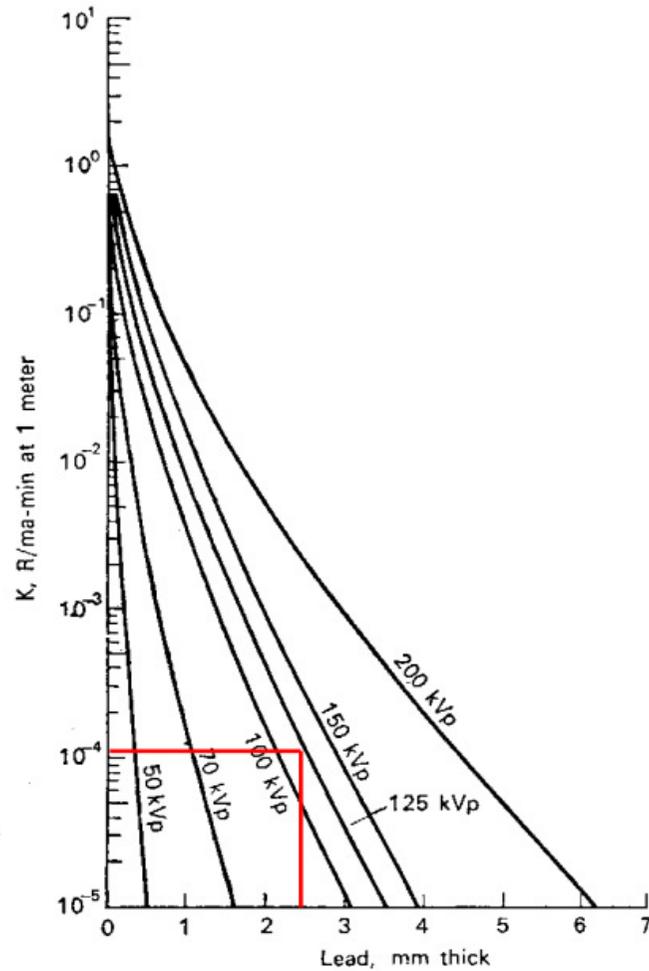


# NCRP 49

## Structural Shielding Design and Evaluation for Medical Use of X-Rays and Gamma-Rays up to 10 MeV (主射束)

R/ma-min at 1m

**FIGURE 10.12.** Broad-beam attenuation in lead of X-rays produced by potentials of 50 to 200 kV peak. The measurements were made with a 90° angle between the electron beam and the axis of the pulsed wave form X-ray beam. The 50-, 70-, 100-, and 125-kVp X-rays were filtered with 0.5-mm aluminum; the 150- and 200-kVp X-rays were filtered with 3-mm aluminum. (From *Radiological Health Handbook*, 1970.)



# B transmission

## B.2 COMPUTATION OF SECONDARY PROTECTIVE BARRIERS / 57

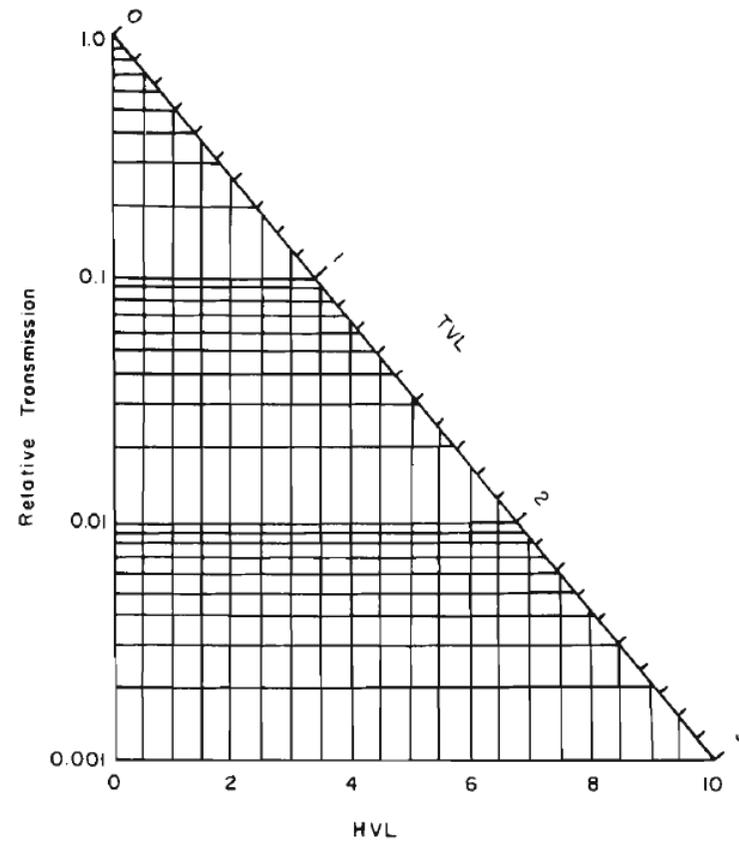


Fig. B-3. Relation between the transmission,  $B_{Lx}$  or  $B_{Lg}$ , and the number of half-value layers,  $N$ , or tenth-value layers,  $n$ .

# 屏蔽常用材料

- 鉛(鉛皮, 鉛玻璃)
- 鋼板
- 水泥
- 天然鈾 (depleted uranium)
- 硫酸鋇 (重晶石)

材料	水	空心磚	混凝土	重混凝土	鐵	鉛	鈾	鈾
密度/gcm <sup>-3</sup>	1.0	1.2	2.2	3.2	8.8	11.4	19.1	19.0
射線或源	半值層厚度/mm							
10keV	12	0.9	0.4	0.12	0.04	(0.004)	/	/
20keV	23	3.9	1.4	0.5	0.16	(0.009)	(0.006)	/
50keV	42	17	10	2.3	0.8	0.11	0.035	0.012
100keV	68	38	25	8.0	2.7	0.38	0.14	0.065
200keV	100	65	44	17	8.3	1.35	0.65	0.38
500keV	140	100	64	31	16	5.6	3.2	2.3
<sup>137</sup> Cs	150	110	68	35	18	8.0	4.5	3.4
1MeV	160	120	75	42	22	11	8.8	6.1
<sup>60</sup> Co	170	140	80	45	24	12	9.0	8.2
2MeV	200	150	92	54	27	16	12	10
5MeV	230	190	110	67	30	17	13	10
10MeV	280	220	130	72	30	17	13	10

# NCRP 49 計算1

$$0.0000005 * 40 * 100 = 0.002$$

2. 機器名稱: PHILIPS ALLURA XPER FD10/10 X光血管攝影機
3. 平均工作負荷W:  $\boxed{102500}$  mA\*Min/Week     25 patient/day\*(16mA\*20min+600mA\*5次\*10sec/次)\*5day/week
4. 主屏蔽計算:  $B_{ux}=P*D^2/WUT$       $I_{max} = \boxed{1250.00}$  mA
5. 滲漏屏蔽計算:  $B_{Lx}=P*D^2*600*I/WT$       $d = \boxed{1.0}$  m
6. 散射屏蔽計算:  $K_{ux}=P*D^2*d^2*400/aWTF$       $F_{max} = \boxed{1225}$  cm\*cm (35\*35)
7. 最高管電壓: 125 KV      $a = \boxed{0.00150}$  (125KVp, 90°)     NCRP 49 Table B-2

管制區最大許可週曝露率	$\boxed{P=0.04}$ R/week	10 $\mu$ Sv/h	1mR = 10 uSv
非管制區最大許可週曝露率	$\boxed{P=0.002}$ R/week	0.5 $\mu$ Sv/h	
採用 ICRP 60 Report 建議, 每五年不超過100mSv			
	Kvp	HVL RC	HVL Pb
	125	2.00	0.28
		cm	mm

NCRP 49 Table C-27

8. 屏蔽計算說明: 參考NCRP Report No. 147 2.2.2節, 對於專用於血管攝影(Fluoroscopic System)之X光機, 考慮其配置AEC(Auto Exposure Control)功能, X光束輸出電壓與受照體厚度相關, 且射束均侷限於影像增強器(Image receptor)與受測體內, 因此僅需考慮散射與洩漏輻射。

測量點	P	U	T	D	$B_{ux}$	$B_{Lx}$	HVL	$K_{ux}$	需屏蔽厚度
A牆: 麵包房 次屏蔽 非管制區	0.002	0.25	1.00	3.4	9.0E-07	0.17	2.56	4.9E-05	
需屏蔽厚度					不考慮	0.72		2.8 mmPb	<b>2.8 mmPb</b>
B牆: 控制室 次屏蔽 非管制區	0.002	0.25	1.00	4.3	1.4E-06	0.26	1.92	7.7E-05	
需屏蔽厚度 (保守)					不考慮	0.54		2.7 mmPb	<b>2.7 mmPb</b>
C牆: 機房 次屏蔽 非管制區	0.002	0.25	1.00	5.1	2.0E-06	0.38	1.40	1.1E-04	

# NCRP 49 計算2

一:機器名稱:									
最高管電壓:		125	KVp						
最大管電流:		1250	mA						
最長照射時間:		6.00	sec						
F.S.D或F.F.D:		76.00	cm						
照野:		625.00	cm <sup>2</sup>						
二:管球焦點與考慮點最短距離: (cm)									
	D <sub>a</sub> -	552.0	, D <sub>b</sub> -	503.0	, D <sub>c</sub> -	472.0	, D <sub>d</sub> -	471.0	,
	D <sub>e</sub> -	382.0	, D <sub>f</sub> -	406.0	, D <sub>g</sub> -	#N/A	.		
三:被照點與考慮點最短距離: (cm)									
	D <sub>aa</sub> -	476.0	, D <sub>ab</sub> -	427.0	, D <sub>ac</sub> -	396.0	, D <sub>ad</sub> -	395.0	
	D <sub>ae</sub> -	306.0	, D <sub>af</sub> -	330.0	, D <sub>ag</sub> -	#N/A	.		
四:工作負載:	=	1250	mA x	6	秒/次x	2	次/件x	75	件/週x 0.017 分/秒
	=	18750.00	mA·min/week						
使用因數:	U <sub>a</sub> -	1	, U <sub>b</sub> -	1	, U <sub>c</sub> -	1	, U <sub>d</sub> -	1	,
	U <sub>e</sub> -	1	, U <sub>f</sub> -	1	, U <sub>g</sub> -	#N/A	.		
居佔因數:	T <sub>a</sub> -	1	, T <sub>b</sub> -	1	, T <sub>c</sub> -	1	, T <sub>d</sub> -	1	,
	T <sub>e</sub> -	1	, T <sub>f</sub> -	1	, T <sub>g</sub> -	#N/A	.		
週許可劑量:	P <sub>a</sub> -	0.002	, P <sub>b</sub> -	0.002	, P <sub>c</sub> -	0.002	, P <sub>d</sub> -	0.002	,
	P <sub>e</sub> -	0.002	, P <sub>f</sub> -	0.002	, P <sub>g</sub> -	#N/A	.		
五:主屏蔽計算: $f_{(x)} = P \times D^2 / (W \times U \times T)$									
	K <sub>uxa</sub> -	3.3E-06	⇒	4.0 mm鉛	⇒	44.2 cm磚	⇒	31.0 cmRC	
	K <sub>uxb</sub> -	2.7E-06	⇒	4.1 mm鉛	⇒	44.9 cm磚	⇒	31.5 cmRC	
	K <sub>uxc</sub> -	2.4E-06	⇒	4.2 mm鉛	⇒	45.6 cm磚	⇒	32.0 cmRC	
	K <sub>uxd</sub> -	2.4E-06	⇒	4.2 mm鉛	⇒	45.6 cm磚	⇒	32.0 cmRC	
	K <sub>uxe</sub> -	1.6E-06	⇒	4.4 mm鉛	⇒	47.7 cm磚	⇒	33.5 cmRC	
	K <sub>uxf</sub> -	1.8E-06	⇒	4.3 mm鉛	⇒	47.0 cm磚	⇒	33.0 cmRC	

# NCRP 147 Suggestion

TABLE 4.6—*Equivalent thickness of primary beam preshielding ( $x_{pre}$ )*  
(Dixon, 1994).<sup>a,b</sup>

Application	$x_{pre}$ (in mm)		
	Lead	Concrete	Steel
Image receptor in radiographic table or wall-mounted cassette holder (attenuation by grid, cassette, and image-receptor supporting structures)	0.85	72	7
Cross-table lateral (attenuation by grid and cassette only)	0.3	30	2

<sup>a</sup>Since patient attenuation is ignored, potential variations in image-receptor attenuation from different manufacturers is not a significant factor.

<sup>b</sup>Caveats for the use of preshielding are discussed in Section 4.1.6.2.

# NCRP 147 Suggestion

Dedicated chest room	Chest-bucky wall	Primary	Table 4.5	Figure B.2, Table B.1	Figure B.3, Table B.1	Figures B.4 – B.6, Table B.1
	All other barriers	Secondary	Table 4.7	Figure C.2, Table C.1	Figure C.3, Table C.1	Figures C.4 – C.7, Table C.1
Cardiac Angiography	All barriers	Secondary	Table 4.7	Figure C.2, Table C.1	Figure C.3, Table C.1	Figures C.4 – C.7, Table C.1
Peripheral angiography <sup>a</sup>	All barriers	Secondary	Table 4.7	Figure C.2, Table C.1	Figure C.3, Table C.1	Figures C.4 – C.7, Table C.1
Mammography	All barriers	Secondary	Table 4.7 Section 5.5	Figure C.2, Table C.1	Figure C.3, Table C.1	Figures C.4 – C.7, Table C.1
Computed tomography	All barriers	Secondary	Section 5.6	Figure A.2	Figure A.3	—

<sup>a</sup>In this Table, the resources cited for peripheral angiography also apply to neuroangiography.

# NCRP 147 Suggestion - Mammo

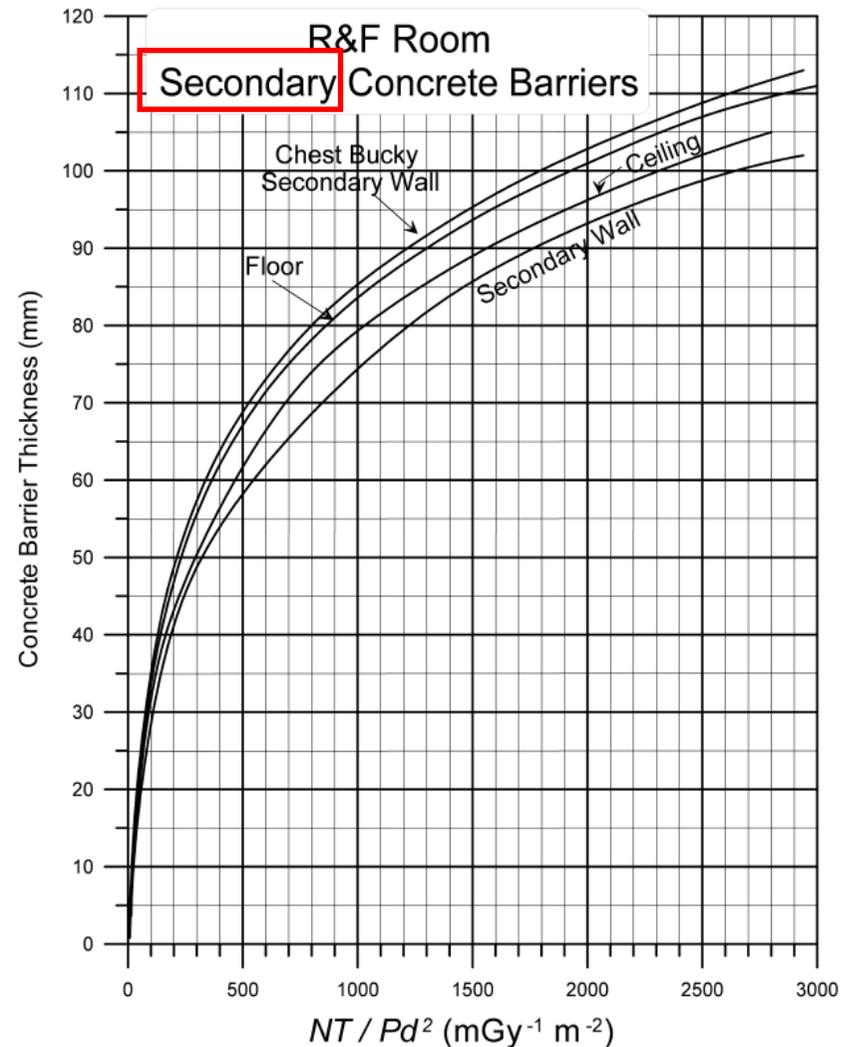
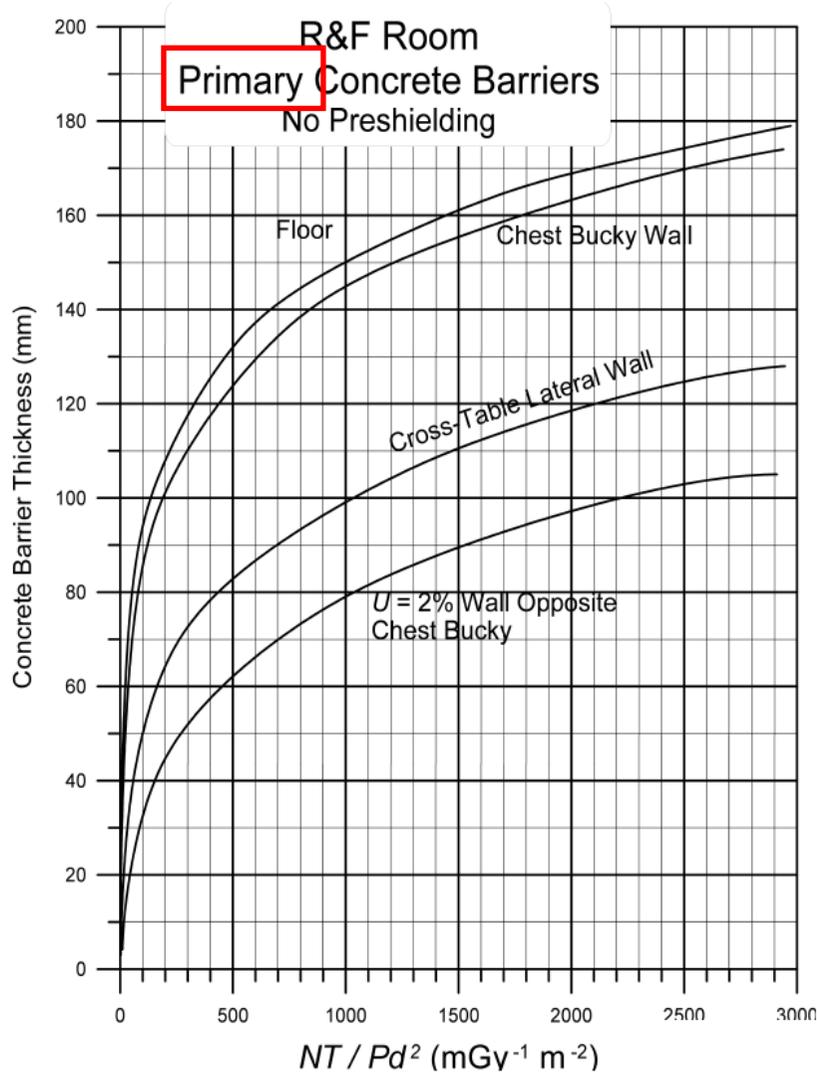
However, most of this radiation is attenuated to insignificant levels by the patients. Hence, only secondary radiation need be considered for mammography rooms.

1. standard gypsum wallboard construction is usually adequate to shield the walls of a typical mammography facility, but the required thickness of the gypsum wallboard should be determined by the qualified expert as illustrated above;
2. additional shielding is usually not required in the wall or door behind the patient due to self-shielding by the body of the patient;
3. solid-core wooden doors (e.g., American Woodwork Institute Type PC5, 43 mm thick doors) leading to corridors outside a mammographic room may provide adequate shielding. However, standard wooden doors may not be sufficient if the shielded area has significant occupancy. The adequacy of a standard thickness, solid-core wooden door *should* be demonstrated by the qualified expert;
4. standard concrete construction provides adequate barriers above and below mammographic facilities; and
5. lead-lined walls and doors are usually not required.

\*\*\*1 mm Lead is Enough.

# NCRP 147 - $\frac{NT}{Pd^2}$ 計算法 1

\*算出值後查圖Fig4. 5a, Fig4. 5c, Fig4. 6a, Fig4. 6c



# NCRP 147 Formulation 計算法 2

$$B(x_{\text{barrier}}) = \left(\frac{P}{T}\right) \frac{d^2}{K^1 N},$$

$$x = \frac{1}{\alpha\gamma} \ln \left[ \frac{B^{-\gamma} + \frac{\beta}{\alpha}}{1 + \frac{\beta}{\alpha}} \right],$$

TABLE 4.5—Unshielded primary air kerma per patient [ $K_p^1$  (in mGy patient<sup>-1</sup>)] for the indicated workload [ $W_{\text{norm}}$  (mA min patient<sup>-1</sup>)] and workload distribution, normalized to primary beam distance  $d_p = 1$  m.

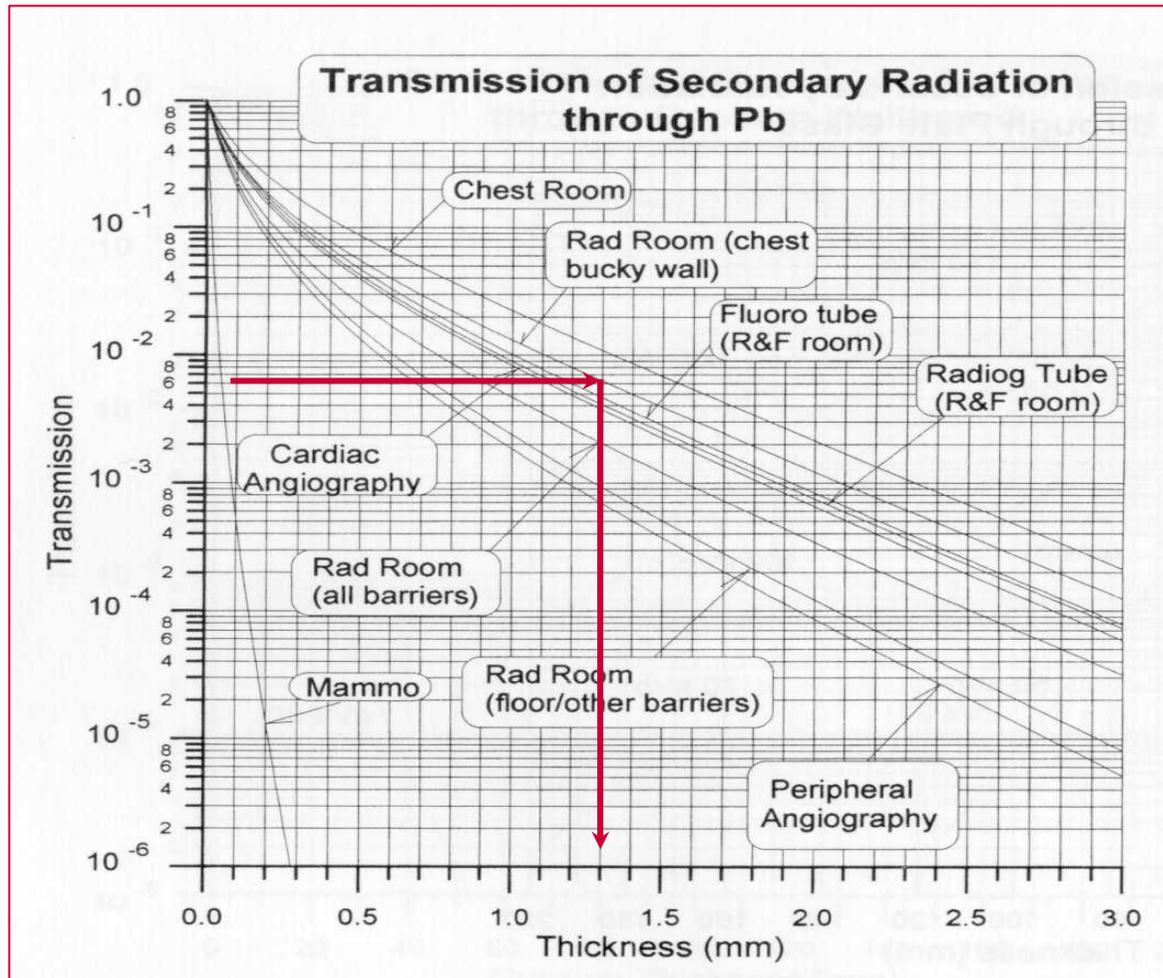
Workload Distribution <sup>a</sup>	$W_{\text{norm}}$ (mA min patient <sup>-1</sup> ) <sup>b,c</sup>	$K_p^1$ (mGy patient <sup>-1</sup> ) <sup>d</sup>
<i>Rad Room (chest bucky)</i>	0.6	2.3
<i>Rad Room (floor or other barriers)</i>	1.9	5.2
<i>Rad Tube (R&amp;F Room)</i>	1.5	5.9
<i>Chest Room</i>	0.22	1.2

TABLE 4.7—Unshielded leakage, scattered and total secondary air kermas (in mGy patient<sup>-1</sup>) for the indicated workload distributions at  $d_S = d_L = 1$  m. The workload distributions and total workloads per patient ( $W_{\text{norm}}$ ) for the indicated clinical sites are the average per patient surveyed by AAPM TG9 (Simpkin, 1996a), listed in Table 4.2. The primary field size  $F$  (in cm<sup>2</sup>) is known at primary distance  $d_F$ . Side-scattered radiation is calculated for 90 degree scatter. Forward- and backscattered radiations are calculated for 135 degree scatter.<sup>a</sup> Leakage radiation technique factors are 150 kVp at 3.3 mA to achieve 0.876 mGy h<sup>-1</sup> (100 mR h<sup>-1</sup>) for all tubes except mammography, which assumes leakage radiation technique factors of 50 kVp at 5 mA.

Workload Distribution	$W_{\text{norm}}$ (mA min patient <sup>-1</sup> )	$F$ (cm <sup>2</sup> ) at $d_F$ (m)	Unshielded Air Kerma (mGy patient <sup>-1</sup> ) at 1 m					
			Leakage	Side-Scatter	Leakage and Side-Scatter ( $K_{\text{sec}}^1$ ) <sup>b</sup>	Forward/Backscatter	Leakage and Forward/Backscatter ( $K_{\text{sec}}^1$ ) <sup>c</sup>	
<i>Rad Room (all barriers)</i>	2.5	1,000	1.00	$5.3 \times 10^{-4}$	$3.4 \times 10^{-2}$	$3.4 \times 10^{-2}$	$4.8 \times 10^{-2}$	$4.9 \times 10^{-2}$
<i>Rad Room (chest bucky)</i>	0.60	1,535 <sup>d</sup>	1.83	$3.9 \times 10^{-4}$	$4.9 \times 10^{-3}$	$5.3 \times 10^{-3}$	$6.9 \times 10^{-3}$	$7.3 \times 10^{-3}$
<i>Rad Room (floor or other barriers)</i>	1.9	1,000	1.00	$1.4 \times 10^{-4}$	$2.3 \times 10^{-2}$	$2.3 \times 10^{-2}$	$3.3 \times 10^{-2}$	$3.3 \times 10^{-2}$
<i>Fluoroscopy Tube (R&amp;F room)</i>	13	730 <sup>e</sup>	0.80	$1.2 \times 10^{-2}$	$3.1 \times 10^{-1}$	$3.2 \times 10^{-1}$	$4.4 \times 10^{-1}$	$4.6 \times 10^{-1}$
<i>Rad Tube (R&amp;F room)</i>	1.5	1,000	1.00	$9.4 \times 10^{-4}$	$2.8 \times 10^{-2}$	$2.9 \times 10^{-2}$	$3.9 \times 10^{-2}$	$4.0 \times 10^{-2}$

# NCRP 147

Structural Shielding Design for Medical X-Ray Imaging Facilities (2004)



# NCRP 147 Formulation 計算法 2

主屏蔽  $\alpha$   $\beta$   $\gamma$  參數

TABLE B.1—Fitting parameters for transmission of broad primary x-ray beams to Equation A.2 (thickness  $x$  is input in millimeters).

Workload Distribution <sup>a</sup>	Lead			Concrete <sup>b</sup>			Gypsum Wallboard		
	$\alpha$ (mm <sup>-1</sup> )	$\beta$ (mm <sup>-1</sup> )	$\gamma$	$\alpha$ (mm <sup>-1</sup> )	$\beta$ (mm <sup>-1</sup> )	$\gamma$	$\alpha$ (mm <sup>-1</sup> )	$\beta$ (mm <sup>-1</sup> )	$\gamma$
<i>Rad Room (all barriers)</i>	2.346	$1.590 \times 10^1$	$4.982 \times 10^{-1}$	$3.626 \times 10^{-2}$	$1.429 \times 10^{-1}$	$4.932 \times 10^{-1}$	$1.420 \times 10^{-2}$	$5.781 \times 10^{-2}$	$7.445 \times 10^{-1}$
<i>Rad Room (chest bucky)</i>	2.264	$1.308 \times 10^1$	$5.600 \times 10^{-1}$	$3.552 \times 10^{-2}$	$1.177 \times 10^{-1}$	$6.007 \times 10^{-1}$	$1.278 \times 10^{-2}$	$4.848 \times 10^{-2}$	$8.609 \times 10^{-1}$
<i>Rad Room (floor or other barriers)</i>	2.651	$1.656 \times 10^1$	$4.585 \times 10^{-1}$	$3.994 \times 10^{-2}$	$1.448 \times 10^{-1}$	$4.231 \times 10^{-1}$	$1.679 \times 10^{-2}$	$6.124 \times 10^{-2}$	$7.356 \times 10^{-1}$
<i>Fluoroscopy Tube (R&amp;F room)</i>	2.347	$1.267 \times 10^1$	$6.149 \times 10^{-1}$	$3.616 \times 10^{-2}$	$9.721 \times 10^{-2}$	$5.186 \times 10^{-1}$	$1.340 \times 10^{-2}$	$4.283 \times 10^{-2}$	$8.796 \times 10^{-1}$
<i>Rad Tube (R&amp;F room)</i>	2.295	$1.300 \times 10^1$	$5.573 \times 10^{-1}$	$3.549 \times 10^{-2}$	$1.164 \times 10^{-1}$	$5.774 \times 10^{-1}$	$1.300 \times 10^{-2}$	$4.778 \times 10^{-2}$	$8.485 \times 10^{-1}$
<i>Chest Room</i>	2.283	$1.074 \times 10^1$	$6.370 \times 10^{-1}$	$3.622 \times 10^{-2}$	$7.766 \times 10^{-2}$	$5.404 \times 10^{-1}$	$1.286 \times 10^{-2}$	$3.505 \times 10^{-2}$	$9.356 \times 10^{-1}$
<i>Mammography Room</i>	$3.060 \times 10^1$	$1.776 \times 10^2$	$3.308 \times 10^{-1}$	$2.577 \times 10^{-1}$	1.765	$3.644 \times 10^{-1}$	$9.148 \times 10^{-2}$	$7.090 \times 10^{-1}$	$3.459 \times 10^{-1}$
<i>Cardiac Angiography</i>	2.389	$1.426 \times 10^1$	$5.948 \times 10^{-1}$	$3.717 \times 10^{-2}$	$1.087 \times 10^{-1}$	$4.879 \times 10^{-1}$	$1.409 \times 10^{-2}$	$4.814 \times 10^{-2}$	$8.419 \times 10^{-1}$
<i>Peripheral Angiography<sup>c</sup></i>	2.728	$1.852 \times 10^1$	$4.614 \times 10^{-1}$	$4.292 \times 10^{-2}$	$1.538 \times 10^{-1}$	$4.236 \times 10^{-1}$	$1.774 \times 10^{-2}$	$6.449 \times 10^{-2}$	$7.158 \times 10^{-1}$

# NCRP 147 Formulation 計算法 2

## 副屏蔽 $\alpha$ $\beta$ $\gamma$ 參數

TABLE C.1—Fitting parameters of the broad-beam secondary transmission to Equation A.2 (thickness  $x$  is input in millimeters).<sup>a</sup>

Workload Distribution <sup>b</sup>	Lead			Concrete <sup>c</sup>			Gypsum		Wallboard
	$\alpha$ (mm <sup>-1</sup> )	$\beta$ (mm <sup>-1</sup> )	$\gamma$	$\alpha$ (mm <sup>-1</sup> )	$\beta$ (mm <sup>-1</sup> )	$\gamma$	$\alpha$ (mm <sup>-1</sup> )	$\beta$ (mm <sup>-1</sup> )	$\gamma$
30 kVp	$3.879 \times 10^1$	$1.800 \times 10^2$	$3.560 \times 10^{-1}$	$3.174 \times 10^{-1}$	1.725	$3.705 \times 10^{-1}$	$1.198 \times 10^{-1}$	$7.137 \times 10^{-1}$	$3.703 \times 10^{-1}$
50 kVp	8.801	$2.728 \times 10^1$	$2.957 \times 10^{-1}$	$9.030 \times 10^{-2}$	$1.712 \times 10^{-1}$	$2.324 \times 10^{-1}$	$3.880 \times 10^{-2}$	$8.730 \times 10^{-2}$	$5.105 \times 10^{-1}$
70 kVp	5.369	$2.349 \times 10^1$	$5.883 \times 10^{-1}$	$5.090 \times 10^{-2}$	$1.697 \times 10^{-1}$	$3.849 \times 10^{-1}$	$2.300 \times 10^{-2}$	$7.160 \times 10^{-2}$	$7.300 \times 10^{-1}$
100 kVp	2.507	$1.533 \times 10^1$	$9.124 \times 10^{-1}$	$3.950 \times 10^{-2}$	$8.440 \times 10^{-2}$	$5.191 \times 10^{-1}$	$1.470 \times 10^{-2}$	$4.000 \times 10^{-2}$	$9.752 \times 10^{-1}$
125 kVp	2.233	7.888	$7.295 \times 10^{-1}$	$3.510 \times 10^{-2}$	$6.600 \times 10^{-2}$	$7.832 \times 10^{-1}$	$1.200 \times 10^{-2}$	$2.670 \times 10^{-2}$	1.079
150 kVp	1.791	5.478	$5.678 \times 10^{-1}$	$3.240 \times 10^{-2}$	$7.750 \times 10^{-2}$	1.566	$1.040 \times 10^{-2}$	$2.020 \times 10^{-2}$	1.135
Rad Room (all barriers)	2.298	$1.738 \times 10^1$	$6.193 \times 10^{-1}$	$3.610 \times 10^{-2}$	$1.433 \times 10^{-1}$	$5.600 \times 10^{-1}$	$1.380 \times 10^{-2}$	$5.700 \times 10^{-2}$	$7.937 \times 10^{-1}$
Rad Room (chest bucky)	2.256	$1.380 \times 10^1$	$8.837 \times 10^{-1}$	$3.560 \times 10^{-2}$	$1.079 \times 10^{-1}$	$7.705 \times 10^{-1}$	$1.270 \times 10^{-2}$	$4.450 \times 10^{-2}$	1.049
Rad Room (floor or other barriers)	2.513	$1.734 \times 10^1$	$4.994 \times 10^{-1}$	$3.920 \times 10^{-2}$	$1.464 \times 10^{-1}$	$4.486 \times 10^{-1}$	$1.640 \times 10^{-2}$	$6.080 \times 10^{-2}$	$7.472 \times 10^{-1}$
Fluoroscopy Tube (R&F room)	2.322	$1.291 \times 10^1$	$7.575 \times 10^{-1}$	$3.630 \times 10^{-2}$	$9.360 \times 10^{-2}$	$5.955 \times 10^{-1}$	$1.330 \times 10^{-2}$	$4.100 \times 10^{-2}$	$9.566 \times 10^{-1}$
Rad Tube (R&F room)	2.272	$1.360 \times 10^1$	$7.184 \times 10^{-1}$	$3.560 \times 10^{-2}$	$1.114 \times 10^{-1}$	$6.620 \times 10^{-1}$	$1.290 \times 10^{-2}$	$4.570 \times 10^{-2}$	$9.355 \times 10^{-1}$
Chest Room	2.288	9.848	1.054	$3.640 \times 10^{-2}$	$6.590 \times 10^{-2}$	$7.543 \times 10^{-1}$	$1.300 \times 10^{-2}$	$2.970 \times 10^{-2}$	1.195
Mammography Room	$2.991 \times 10^1$	$1.844 \times 10^2$	$3.550 \times 10^{-1}$	$2.539 \times 10^{-1}$	1.8411	$3.924 \times 10^{-1}$	$8.830 \times 10^{-2}$	$7.526 \times 10^{-1}$	$3.786 \times 10^{-1}$
Cardiac Angiography	2.354	$1.494 \times 10^1$	$7.481 \times 10^{-1}$	$3.710 \times 10^{-2}$	$1.067 \times 10^{-1}$	$5.733 \times 10^{-1}$	$1.390 \times 10^{-2}$	$4.640 \times 10^{-2}$	$9.185 \times 10^{-1}$
Peripheral Angiography <sup>d</sup>	2.661	$1.954 \times 10^1$	$5.094 \times 10^{-1}$	$4.219 \times 10^{-2}$	$1.559 \times 10^{-1}$	$4.472 \times 10^{-1}$	$1.747 \times 10^{-2}$	$6.422 \times 10^{-2}$	$7.299 \times 10^{-1}$

## 回顧：

- 採用那種方法都可以，只要在報告中載明參考依據。
- NCRP49的算法較保守。
- 定期檢查(5年)
- 劑量率(實測) v. s. 累積劑量(法規)
- ALARA (as low, as reasonable, achievable)合理地抑低
- 計算只是參考，要以實測結果為準

